

Non invasive qualitative and quantitative determining of substances in body liquid - executed by exposing suitable body places or regions to significant radiation e.g. IR radiation emanating from selective radiation sources each of which is changeable.

Patent number: DE4200332
Publication date: 1993-07-15
Inventor: KUHLMANN FRITZ DR RER NAT (DE); STAVE
JOACHIM DR RER NAT (DE); TIETZE HEIKO DIPL
PHYS (DE)
Applicant: KUHLMANN FRITZ DR (DE); TIETZE HEIKO (DE);
STAVE JOACHIM DR RER NAT HABIL (DE)
Classification:
- international: A61B3/10; A61B5/00; A61B5/14; A61M5/14; E05B49/00;
G01N33/48
- european: A61B3/10, G01N33/487C, A61B5/00R4B, G07C9/00E6
Application number: DE19924200332 19920109
Priority number(s): DE19924200332 19920109

Abstract of DE4200332

The physical change produced in the substance to be detected, by the changeable effect of the radiation, such as absorption is detected. Optical means can also be used, e.g. for determining the glucose concn. of the eye chamber water. The optical activity of the glucose is used as the measurement variable.

A system for carrying out the determination includes an IR source (1) and a radiation receiver (4), arranged at a suitable mutual distance to the respective body organ or skin fold i.e. subjected to an approximately constant blood flow. So that it lies close to and between the two units (1, 4). The detector signal is transmitted to a microprocessor (7) with an indicator (8) across a preamplifier (5) and an ADC (6).

USE/ADVANTAGE - Non invasive determination of components of body liquids e.g. breath alcohol, lactate or glucose in body liquids e.g. blood and eye chamber water. Uses optical means enabling use of micro miniaturised electronic components. The alcohol sensor may be used to control an electronic lock or security unit.

Data supplied from the **esp@cenet** database - Worldwide

BEST AVAILABLE COPY



⑬ BUNDESREPUBLIK
DEUTSCHLAND



DEUTSCHES
PATENTAMT

⑫ **Offenlegungsschrift**
⑩ **DE 42 00 332 A 1**

⑤① Int. Cl.⁵:
A 61 B 5/14
A 61 B 3/10
A 61 B 5/00
A 61 M 5/14
G 01 N 33/48
E 05 B 49/00

⑳ Aktenzeichen: P 42 00 332.6
㉑ Anmeldetag: 9. 1. 92
㉒ Offenlegungstag: 15. 7. 93

DE 42 00 332 A 1

㉑ Anmelder:

Kuhlmann, Fritz, Dr., O-2500 Rostock, DE; Stave,
Joachim, Dr.rer.nat.habil., O-2530 Ostseebad
Warnemünde, DE; Tietze, Heiko, O-2500 Rostock, DE

㉒ Erfinder:

Kuhlmann, Fritz, Dr.rer.nat.habil.; Tietze, Heiko,
Dipl.-Phys.; Stave, Joachim, Dr.rer.nat.habil., O-2500
Rostock, DE

⑤④ Verfahren und Anordnung zur nichtinvasiven quantitativen Konzentrationsbestimmung von Substanzen in Körperflüssigkeiten des Menschen

⑤⑦ Die Erfindung betrifft Verfahren und Anordnungen zur nicht-invasiven quantitativen Bestimmung von Substanzen in Körperflüssigkeiten des Menschen unter Ausnutzung von signifikanten Veränderungen an der Strahlung (wie Absorption und Drehung der Polarisationssebene) nach Wechselwirkung derselben mit geeigneten Körperpartien des Menschen.

Die Aufgabe wird erfindungsgemäß einmal dadurch gelöst, daß Infrarotstrahlung bestimmter Wellenlänge in geeigneten Infrarotquellen erzeugt wird und nach Durchsetzen der Körperpartie detektiert elektronisch verstärkt und an Anzeigergeräte oder Rechner zur Weiterverarbeitung gegeben wird, wobei die Absorption ein Maß für die Konzentration der jeweiligen Substanz in der Körperflüssigkeit ist, ferner wird die Aufgabe dadurch gelöst, daß die Konzentration von Substanzen im glasklaren Augenkammerwasser mittels einer geeigneten, auf das Auge aufsetzbaren, ein Polarimeter enthaltenden Kammer mit und ohne Analysatorfolie gemessen wird. Kennzeichen der Erfindung ist es, daß die detektierten Signale auch zur Steuerung von medizinischen und elektronischen Sicherheitsvorrichtungen genutzt werden.

DE 42 00 332 A 1

Die Erfindung betrifft ein Verfahren und Anordnungen zur Ausführung des Verfahrens zur quantitativen Bestimmung von Substanzen (etwa Alkohol, Glucose, Lactate) in Körperflüssigkeiten des Menschen wie beispielsweise Blut und Augenkammerwasser.

Das Verfahren besteht einmal darin daß geeignete Körperstellen und -regionen von entsprechend zu wählender signifikanter Strahlung, etwa Infrarotstrahlung oder sichtbares Licht von geeigneten Strahlungsquellen aus durchsetzt werden und die durch Wechselwirkung der jeweiligen Strahlung mit der jeweils entsprechend derselben auszuwählenden Substanz erzeugten physikalischen Veränderungen an der Strahlung wie Absorption, Drehung der Polarisationssebene usw. durch geeignete Strahlungsempfänger, -sensoren detektiert, elektronisch verstärkt mittels eines Anzeigegerätes ausgegeben werden oder nach entsprechender Analog/Digitalwandlung in den Speicher eines Mikrorechners gelangen und nach Verarbeitung der Konzentrationswert zur Anzeige gebracht wird. Es besteht ferner darin daß es für eine Schwellwertmessung brauchbar ist, daß einmal ein Unterschreiten einer Minimalkonzentration oder das Überschreiten einer Maximalkonzentration festgestellt werden kann derart, daß eine Medikamentenzufuhr oder auch Nahrungszufuhr automatisch zu steuern oder anzuregen ist. Andererseits besteht es auch darin, daß die vordere Augenkammer von einem linear polarisierten Lichtstrahl durchsetzt wird und die Drehung der Polarisationssebene nach Durchsetzung des glasklaren Kammerwassers bestimmt wird und daraus die Glucosekonzentration desselben, die mit der Glucosekonzentration des Blutes linear zusammen hängt, ermittelt wird.

Eine Anordnung zur Durchführung des Verfahrens ist gekennzeichnet dadurch, daß eine Infrarotquelle und ein Strahlungsdetektor (elektrooptischer Wandler) in einer derartigen Entfernung voneinander angeordnet sind, daß ein geeigneter Körperteil zwischen dieselben gebracht werden kann (z. B. Ohr läppchen), wobei die Strahlungsquelle eine für die zu untersuchende Substanz charakteristische Strahlung einer Wellenlänge, die vom Detektor nachgewiesen werden kann, aussendet oder ein kontinuierliches Spektrum derart erzeugt wird, daß dessen Bereich eine oder mehrere für die zu vermessende Substanz charakteristische Wellenlängen enthält, die vom auf die Wellenlänge abgestimmten Detektor nachgewiesen werden. Das Verfahren arbeitet mit herkömmlicher Spektrometertechnik bestehend aus einem Vorverstärker, einem A/D-Wandler, einem Mikrorechner mit Displayanzeige oder Ausgang für den Steuerimpuls für eine etwaige künstliche B-Zelle (dazugehörige Pumpe) oder elektronische Sicherheitsschlösser und Verriegelungen.

Die Anordnung für die Durchführung saccharimetrischer Messungen am glasklaren Augenkammerwasser besteht aus der notwendigen Lichtquelle mit Polarisationsfilter, einem drehbaren Analysatorfilm (oder Scheibe) mit nachfolgendem Lichtdetektor. Kennzeichen der Anordnung ist es ferner, daß der Drehwinkel über einen induktiven Geber gemessen wird und der dazugehörige Wert einem Mikrorechner zugeführt wird, aber auch weiterhin darin, daß sich die saccharimetrische Anordnung in einer auf das Auge aufsetzbaren Kammer befindet, die mit einer Flüssigkeit mit vergleichbaren optischen Eigenschaften wie das Augenkammerwasser plus Hornhaut des Auges gefüllt ist und die an einer Verstell-

Verfahren zur nichtinvasiven quantitativen Konzentrationsbestimmung von Substanzen in Körperflüssigkeiten des Menschen und Anordnungen zur Durchführung der Verfahren

Die Erfindung betrifft Verfahren zur nichtinvasiven qualitativen und quantitativen Bestimmung von Bestandteilen von Körperflüssigkeiten wie etwa Blut und Augenkammerwasser, aber auch der an sich körperfremden Blutalkoholkonzentration sowie Anordnungen zur Durchführung solcher Verfahren.

Stand der Technik

Es ist bereits bekannt, daß die invasive Glucosekonzentrationsbestimmung entweder enzymatisch oder durch visuelle Kolorimetrie, Titrimetrie oder Photometrie (z. B. Pikrinsäuremethode, Glucoseoxidase, Peroxidase, Mexokinase-methode) erfolgen kann. Ein Nachteil all dieser Verfahren besteht darin, daß sie invasiv erfolgen.

Ferner seien hier nachfolgende Methoden nichtinvasiver Ermittlung von Stoffkonzentrationen im Blut genannt:

In der US-Patentschrift 39 58 560 wird bereits ein Blutglucosekonzentrationsmesser zur nichtinvasiven Messung des Glucosegehaltes des Augenkammerwassers auf Basis von Infrarotabsorptionsmessungen beschrieben. Hierbei sind die Infrarotquelle und der Infrarotdetektor geeignet in einer Augenhautschale angeordnet. Wegen der Vielfalt der Absorptionsbanden organischer Moleküle hat die Ausführung mit nur einer Wellenlänge wie hier vorgeschlagen grundsätzliche Schwierigkeiten. Gemäß DE-OS 27 24 543 kann die Glucosekonzentration polarimetrisch in vivo oder in vitro gemessen werden. Wegen der Anwesenheit anderer optisch aktiver Substanzen im Blut ist hier eine Untergrunddrehung zu erwarten, die sich dem glucosebedingten Drehwert überlagert, so daß nur Relativmessungen bei relativ hohem apparativen Aufwand infolge der erforderlichen hohen Meßgenauigkeit von 10^{-4} – 10^{-6} möglich sind.

Die OS-DE 29 44 113 beschreibt ein hochempfindliches, schnelles, reproduzierbares Verfahren und entsprechende Vorrichtungen zur quantitativen Analyse optisch aktiver Substanzen sehr kleiner Konzentration in wäßrigen und nicht wäßrigen Lösungen biologischer und biochemischer Systeme, die Absolutbestimmung einer optisch aktiven Substanz in Gegenwart weiterer optisch aktiver Substanzen auf nichtinvasiven Wege (z. B. Glucosespiegel) ermöglicht. Das Verfahren erfolgt unter Bestrahlung der Probe mit linear polarisiertem Licht, Aufteilung des Lichtstrahls nach dem Durchlaufen der Probe mit einem Strahlteiler in einen Meßstrahl und einen Referenzstrahl, Messung der Intensität des Meß- und des Referenzstrahles mit einem Detektor, Erzeugung eines Differenz- oder Quotientensignals aus den Detektorsignalen und Endverstärkung des resultierenden Impulses zur Anzeige und Registrierung.

Allen in der OS-DE 29 44 113 dargestellten Ausführungsformen zur Realisierung des Verfahrens bei nichtinvasiver Blutglucosebestimmung ist gemeinsam, daß die Verfahren ein $\lambda/4$ -Plättchen benötigen, die hier als Nachteil der Erfindung angesehen werden müssen, da die durch die Hautstruktur des Ohr läppchens, Hautfalte usw. bedingte Depolarisation des mit der Blutglucose

wechselwirkenden polarisierten Lichts von Patient zu Patient verschieden ist und daher jeweils Plättchen unterschiedlicher Dicke erforderlich sind.

In der OS-DE 27 24 543 C2 wird eine Vorrichtung zur Durchführung einer Blutglucosemessung beschrieben, die den Meßstrahl nach Durchlaufen der Probe in zwei Teilstrahlen aufteilt, wobei die Intensität des einen Teilstrahls direkt und die des anderen Teilstrahls nach Durchlaufen eines Analysators elektronisch gemessen und aus beiden elektrischen Signalen nach Erzeugung des Differenzsignals und dessen Verstärkung die Zuordnung des Differenzsignals zur jeweils zu bestimmenden optisch aktiven Substanz ermöglicht. Auch hier besteht bei der nichtinvasiven Messung der Nachteil der Depolarisation durch Substanzen der Hautfalte oder des jeweiligen Körperteils.

Die in der PS-DE 39 08 114 C1 beschriebenen Verfahren und Vorrichtung zur quantitativen Bestimmung optisch aktiver Substanzen in einer Küvette sind für nicht-invasive Bestimmung nicht geeignet.

Ferner ist in der CH-PS 4 41 814 ein Verfahren zur Konzentrationsbestimmung von Faseraufschwemmungen beschrieben, bei der das polarisierte Licht nach Durchlaufen der Probe in zwei Teilstrahlen zerlegt wird und die Intensität des einen direkt und die Intensität des anderen nach Durchlaufen eines Analysators elektronisch bestimmt (gemessen) wird. Das Verfahren erfordert eine spezielle Probenkammer.

Zur Blutalkoholbestimmung sind heute nur invasive Verfahren, wie etwa die Blutalkoholbestimmung nach Widmark, das enzymatische ADH-Verfahren oder gaschromatografische Verfahren bekannt. Weiterhin ist bekannt, daß die Alkoholkonzentration in der Atemluft durch Halbleitersensoren festgestellt werden kann, wobei die Alkoholkonzentration in der Atemluft nach speziellen Formeln in Promille Blutalkohol umgerechnet wird. Dieses Verfahren hat den Nachteil einer ständigen notwendigen Kalibrierung. Ferner sind entsprechende Geräte wegen ihrer Abmessungen relativ unhandlich. Außerdem erfolgt die Messung nicht in Echtzeit.

Der in den Ansprüchen 1—14 angegebenen Erfindung liegt das Problem zugrunde, die Konzentration von in Körperflüssigkeiten enthaltenen Substanzen, biologischen Zellen nichtinvasiv zu bestimmen.

Aufgabe der Erfindung ist es, Verfahren und Anordnungen zur nichtinvasiven Erfassung von Bestandteilen von Körperflüssigkeiten unter Ausnutzung optischer (spektroskopischer, polarisationsoptischer) Methoden bei Anwendung mikrominiaturisierter elektronischer Bauelemente und subtiler optischer Hilfsmittel zu erstellen.

Das Problem wurde erfindungsgemäß unter Berücksichtigung der Tatsache, daß die IR-Absorptionsspektren von im Blut enthaltenen Ethanol, eventuell auch Glucose und Lactaten usw. ähnlich der entsprechenden von Wasserlösungen derselben Substanzen sind, dadurch gelöst, daß die ausgewählten Infrarotabsorptionslinien allein signifikant für diese Stoffe sind und nicht mit Spektren anderer Körperflüssigkeitsbestandteile koinzidieren, ferner, daß die IR-Durchlässigkeit der Körperregion für die relevanten Wellenlängenbereiche ausreichend ist, indem eine geeignete IR-Lichtquelle und eine entsprechende Detektoreinrichtung in einer für die Körperregion (z. B. Hautfalte) charakteristischen Distanz voneinander angeordnet werden und daß das Detektorsignal über einen Vorverstärker, einen A/D-Wandler einem Mikrorechner mit Displayanzei-

zwecks Auswertung zugeleitet werden.

Die für den Glucosenachweis geeigneten Wellenlängen oder -Zahlen liegen im Infrarotbereich bei wäßrigen Lösungen (Restkristallwasser) bei etwa $2,16\text{ }\mu\text{m}$ und $2,3\text{ }\mu\text{m}$, was Wellenzahlen um 4630 cm^{-1} und 4348 cm^{-1} entspricht. Für Ethylalkohol liegen die verwendbaren Werte bei Wellenzahlen zwischen 1000 cm^{-1} und 1600 cm^{-1} ($10\text{ }\mu\text{m}$ — $5,5\text{ }\mu\text{m}$). Die Hautdurchlässigkeit (Gewebeschichten Oberhaut, Hornhaut, Unterhautbindegewebe (Subcutis)) bis 25 mm für Infrarotstrahlung von $1,0\text{ }\mu\text{m}$ — $3\text{ }\mu\text{m}$ ist hinreichend.

Zur Lösung der Aufgabe gehört ferner die Tatsache, daß das glasklare Augenkammerwasser im wesentlichen eine Salzlösung mit geringem Eiweißanteil ist, die an optisch aktiven Substanzen vorwiegend Glucose enthält und eine mikropolarimetrische Ermittlung der Glucosekonzentration ermöglicht, da die Hornhaut des Auges im wesentlichen optisch isotrop ist.

Zur Lösung der Erfindung gehört weiterhin, daß hier eine Absolutmessung der Glucosekonzentration möglich ist, wenn zunächst die Restdrehung der außer Glucose im Augenkammerwasser enthaltenen Substanzen in derselben Vorrichtung über eine dem Augenkammerwasser ähnliche Lösung ohne Glucose mit demselben Polarimeter unter gleichen geometrischen Bedingungen ermittelt wird.

Eine weitere Lösung zur nichtinvasiven Absolutbestimmung der Glucosekonzentration im Augenkammerwasser durch Polarimetrie besteht darin, daß bei Anwesenheit weiterer optisch aktiver Substanzen mit jeweils unterschiedlicher Konzentrationsgeschwindigkeitsänderung die an sich bekannte Methode zur Blutglucosebestimmung mittels Bestrahlung der Probe mit linear polarisiertem Licht, Aufteilung des Lichtstrahls nach Durchlaufen der Probe mit einem Strahlteiler in einen Meßstrahl und einen Referenzstrahl und Messung der Intensitäten mit einem Detektor, der Erzeugung eines Differenz- oder Quotientensignals am Meß- und Referenzsignal und Endverstärkung des resultierenden Signals zwecks Anzeige und Registrierung, so für eine Augenkammerwassermessung abgewandelt wird, daß auch hier aus dem resultierenden Differenz- oder Quotientensignal die Signalkomponente mit der zu bestimmenden optisch aktiven Substanz von den übrigen Signalkomponenten abgetrennt wird. Die Möglichkeit der Absolutbestimmung der Konzentration einer oder mehrerer optisch aktiver Substanzen beruht dabei auf der Ausnutzung geeigneter Signaltrennverfahren, die wegen des unterschiedlichen Zeit-Konzentrationsverhaltens eine Unterscheidung der betreffenden Substanzen und deren getrennte (relative) quantitative Bestimmung erlauben.

Ferner besteht bei dieser Anordnung und Methode die Möglichkeit der Konzentrationsbestimmung von biologischen Zellen im Augenkammerwasser bei bestimmten Erkrankungen des Auges.

Die mit der Erfindung erzielbaren Vorteile bestehen insbesondere darin, daß neben der Glucosekonzentrationsbestimmung des Blutes der Blutalkoholspiegel durch Infrarotabsorptionsmessung wegen des weniger komplizierten IR-Absorptionsspektrums des Ethylalkohols problemloser am Ohrfläppchen oder geeigneten Hautfalten durch einen ohrläppartigen Sensor erfaßt werden und dieses Signal zur Feststellung des Alkoholisierungsgrades z. B. eines Verkehrsteilnehmers in Echtzeit benutzt werden kann. Ein weiterer Vorteil ist es, das o.g. Signal auch ausgenutzt werden kann für die Inbetriebnahme oder Steuerung von elektronischen Schlös-

sern oder Verriegelungen, um das Starten von Kraftfahrzeugen bzw. das Betreten von havariegefährdeten Räumen (Atoanlagen, Waffensysteme o. ä.) oder auch die Inbetriebnahme von Aggregaten, Starten von Raketen, Führen von Schiffen usw. durch alkoholisierte Personen zu verhindern.

Der Vorteil der Ausnutzung des Infrarotabsorptionssignals von Glucose zur Messung derselben für Diabetiker ist offensichtlich.

Die Messung der Drehung der Polarisationssebene des Lichtes von Augenkammerwasser (Glucose) einmal nach der Methode mit vorheriger Eichung des Gerätes (Fig. 2) und zum anderen der selektiven Glucosebestimmung in Augenkammerwasser bei Vorhandensein weiterer optisch aktiver Substanzen in demselben durch Strahlteilung außerhalb der verwendeten Meßkammer (Fig. 3) hat den Vorteil, daß hier eine nichtinvasive Blutglucosekonzentrationsbestimmung erfolgen kann, wobei bei der letzteren Methode prinzipiell ohne $\lambda/4$ -Plättchen am glasklaren Augenkammerwasser gemessen werden kann.

Die Erfindung soll anhand mehrerer Ausführungsbeispiele näher erläutert werden. Es zeigen:

Fig. 1 Schematische Darstellung des Infrarot-Absorptionssensors zur nichtinvasiven Konzentrationsbestimmung,

Fig. 2 Schematische Darstellung des Glucosensors für Augenkammerwasser,

Fig. 3 Schematische Darstellung des Glucosensors für Augenkammerwasser mit nachfolgender Strahlteilung,

Fig. 4 Schematische Darstellung des Alkoholsensors mit nachfolgendem elektronischen Schloß.

Fig. 1 zeigt den Sensor für vorzugsweise Ethylalkoholbestimmung an einer Hautfalte o.ä. (hier Ohrläppchen 2) bestehend aus einer Infrarotlichtquelle 1, dem von der Lichtquelle ausgehenden Lichtstrahl 3 und dem Strahlungsempfänger 4, der mit dem nachgeschalteten Verstärker 5 und Analog/Digitalwandler 6, mit dem Mikrorechner 7 mit Displayanzeige 8 und der Steuerleitung für eine B-Zelle verbunden ist.

Fig. 2 und 3 zeigen Varianten von Sensoren für die Glucosekonzentrationsbestimmung von Augenkammerwasser, bestehend jeweils aus einem auf das Auge aufsetzbaren Augenglasgefäß mit Einfüllstutzen und mit einer Lichtquelle mit Polarisator und Photodetektor mit vorgeschalteter Analysatorfolie oder einer Lichtquelle 1' (polarisiertes Licht) und einem Durchlaßfenster 14 jeweils mit Vorverstärker 6, 8, A/D-Wandler 7, 9, Mikrorechner 8, 10, Displayanzeige 9, 11 und Leitungen zu einer B-Zelle und zwischen den Auswerteeinheiten liegenden Winkelgelenk 4b, 5, Rückkopplungsleitung 14, bzw. $\lambda/4$ -Plättchen 2', Strahlteiler 3', Detektoren 5', 6' und Differenzverstärker 7.

Die Positioniereinrichtung 15 ist in Fig. 3 nicht näher dargestellt.

Fig. 4 zeigt eine mögliche schematische Darstellung eines Alkoholsensors mit nachfolgendem elektronischen Schloß 5, welches mit dem programmierbaren (codierbaren) elektronischen Schlüssel 4 versehen ist, wobei hier die Codierung des elektronischen Schlüssels 4 über den Alkoholdetektor 1, dem nachgeschalteten stellbaren elektronischen Verstärker 2 nebst A/D-Wandler 3 vorgenommen wird.

quantitativen Bestimmung von in Körperflüssigkeiten enthaltenen Substanzen dadurch gekennzeichnet, daß geeignete Körperstellen, -regionen von auszuwählenden Strahlungsquellen ausgehender signifikanter Strahlung, etwa Infrarotstrahlung, durchsetzt werden und durch Wechselwirkung der jeweiligen Strahlung mit der zu detektierenden Substanz erzeugten physikalischen Veränderung an der Strahlung wie Absorption durch ein entsprechend zu wählendes Detektorsystem nachgewiesen werden.

2. Verfahren zur nichtinvasiven qualitativen und quantitativen Bestimmung von Glucosekonzentrationen des Augenkammerwassers die mit der Blutglucosekonzentration im Gleichgewicht steht dadurch gekennzeichnet, daß die optische Aktivität der Glucose als Meßgröße ausgenutzt wird.

3. Anordnung zur Durchführung des Verfahrens nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, daß eine geeignete Infrarotquelle (1) und der Strahlungsempfänger (4) in einer derartigen Distanz von einander angeordnet sind, daß die jeweilige Körperregion bzw. Hautfalte (2) (vom Blut mit quasikonstanter Blutmenge durchflossen) möglichst eng innerhalb derselben angeordnet werden kann, weiterhin dadurch gekennzeichnet, daß das Detektorsignal über einen Vorverstärker (5), einen Analog/Digitalwandler (6) in den Mikrorechner (7) mit Anzeigeeinheit (8) zur Anzeige gebracht wird.

4. Anordnung zur Durchführung des Verfahrens nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, daß die Anordnung gemäß Anspruch 3 zur Regelung einer künstlichen B-Zelle oder zur Anregung einer Nahrungszufuhr im Schwellwertbetrieb (Überschreiten eines Maximalwertes oder Unterschreiten eines Minimalwertes der Glucosekonzentration) betrieben wird.

5. Anordnung zur Durchführung des Verfahrens nach Anspruch 3 dadurch gekennzeichnet, daß die Lichtquelle (1) ein PbS_nSe -Dioden-Laser oder ein geeigneter Mischkristallinjektionslaser ist.

6. Anordnung zur Durchführung des Verfahrens nach Anspruch 3 dadurch gekennzeichnet, daß die Strahlungsempfänger (4) geeignete Thermoelemente, pyroelektrische Detektoren, Thermistoren, Bolometer, geeignete Avalanche-Photodioden oder Quantendetektoren sind.

7. Anordnung zur Durchführung des Verfahrens nach Anspruch 2 dadurch gekennzeichnet, daß eine mit einer Flüssigkeit (physiologisch verträglich) mit gleichem Brechungsindex wie das Augenkammerwasser gefülltes, auf die Kornea des Auges aufsetzbares an einer geeigneten Halterung (15) befestigtes durchsichtiges Gefäß (1) einmal eine Lichtquelle mit einer Polarisationsfolie (3, 4a) und andererseits einen gegenüber derselben angeordneten Detektor, bestehend aus einer Polarisationsfolie (4b) (drehbar mit induktiven Winkelgeber) und einem nachfolgenden elektrooptischen Lichtauswertegerät (5) besteht.

8. Anordnung zur Absolutbestimmung der Glucosekonzentration im Augenkammerwasser nach den an sich bekannten Auswerteanordnungen gemäß Fig. 3, dadurch gekennzeichnet, daß das von einer Lichtquelle (1') ausgehende Licht nach Passieren des Augenkammerwassers (13) das Fenster (14) im Augenglasgefäß passiert und ein $\lambda/4$ -Plättchen (2), die Teileroptik (3'), den Analysator (4'), die Detek-

Patentansprüche

1. Verfahren zur nichtinvasiven qualitativen und

toren (5') und (6') beaufschlagt und die elektrischen Signale in den Differenzverstärker (7) und den Verstärker (8) nebst A/D-Wandler (9) in den Rechner (10) mit Displayanzeige (11) und der Leitung (12) zur Steuerung einer B-Zelle gelangen, und, daß sowohl das Augenglasgefäß (1) mit Lichtquelle (1') und die optischen Bauelemente (2'), (3'), (4'), (5'), (6') als auch die elektronischen und die mikrorechen-
technischen Anlagen von einander getrennt als jeweilige kompakte Baueinheit ausgeführt werden und über ein nicht näher eingezeichnetes optisch isotropes Lichtleitkabel verbunden sind.

9. Anordnung nach Anspruch 8 dadurch gekennzeichnet, daß die Anordnung ohne $\lambda/4$ -Plättchen betrieben wird.

10. Nichtinvasiver Alkoholsensor dadurch gekennzeichnet, daß der Sensor (1) mit einem stellbaren Verstärker (2) und einem Analog/Digitalwandler (3) versehen ist, dessen Signal zur Codierung entweder eines elektronischen Schlüssels oder eines Schloßsystems (5) dient.

11. Anordnung nach Anspruch 10 dadurch gekennzeichnet, daß der Alkoholsensor ein IR-Detektor der im Patent beschriebenen Art ist.

12. Anordnung nach Anspruch 10 dadurch gekennzeichnet, daß der Alkoholsensor ein Atemluftsensor ist.

13. Anordnung nach Anspruch 10 dadurch gekennzeichnet, daß der Alkoholsensor ein Halbleitersensor ist.

14. Anordnung nach Anspruch 10 dadurch gekennzeichnet, daß der Alkoholsensor ein in der Atemluft betriebener Infrarotdetektor ist.

15. Anordnung nach Ansprüchen 10—14 dadurch gekennzeichnet, daß das elektronische Schloß durch eine vom Alkoholsensor steuerbare, beliebige elektronische, codierbare Sicherheitseinheit ersetzt ist.

Hierzu 4 Seite(n) Zeichnungen

- Leerseite -

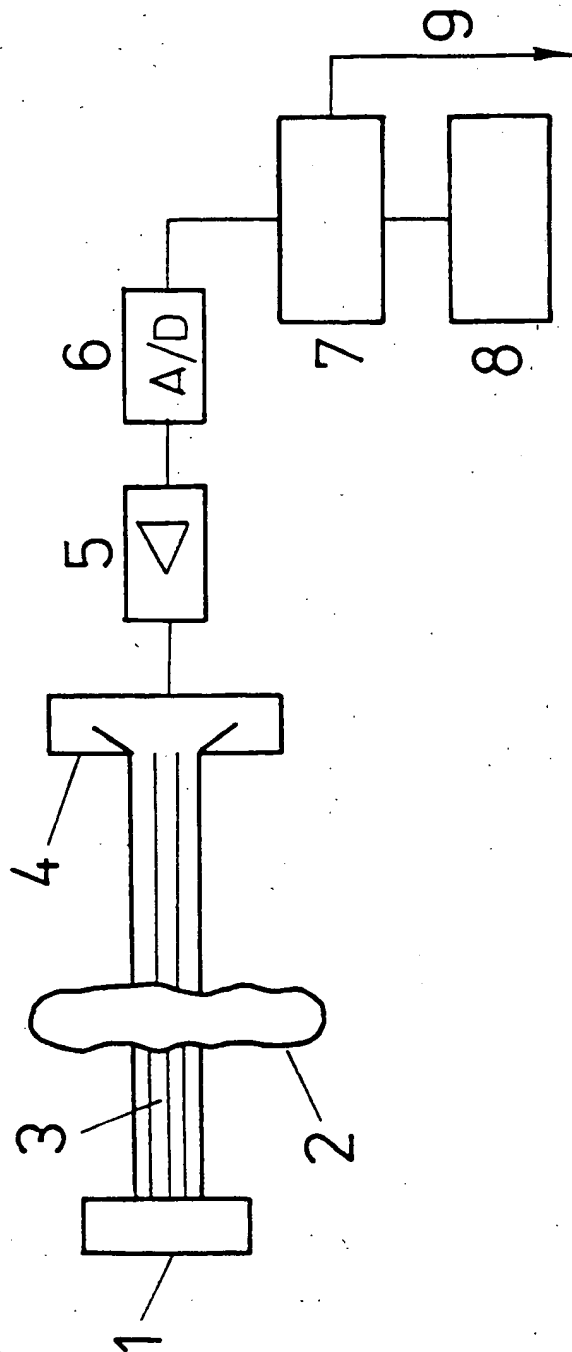


Fig. 1

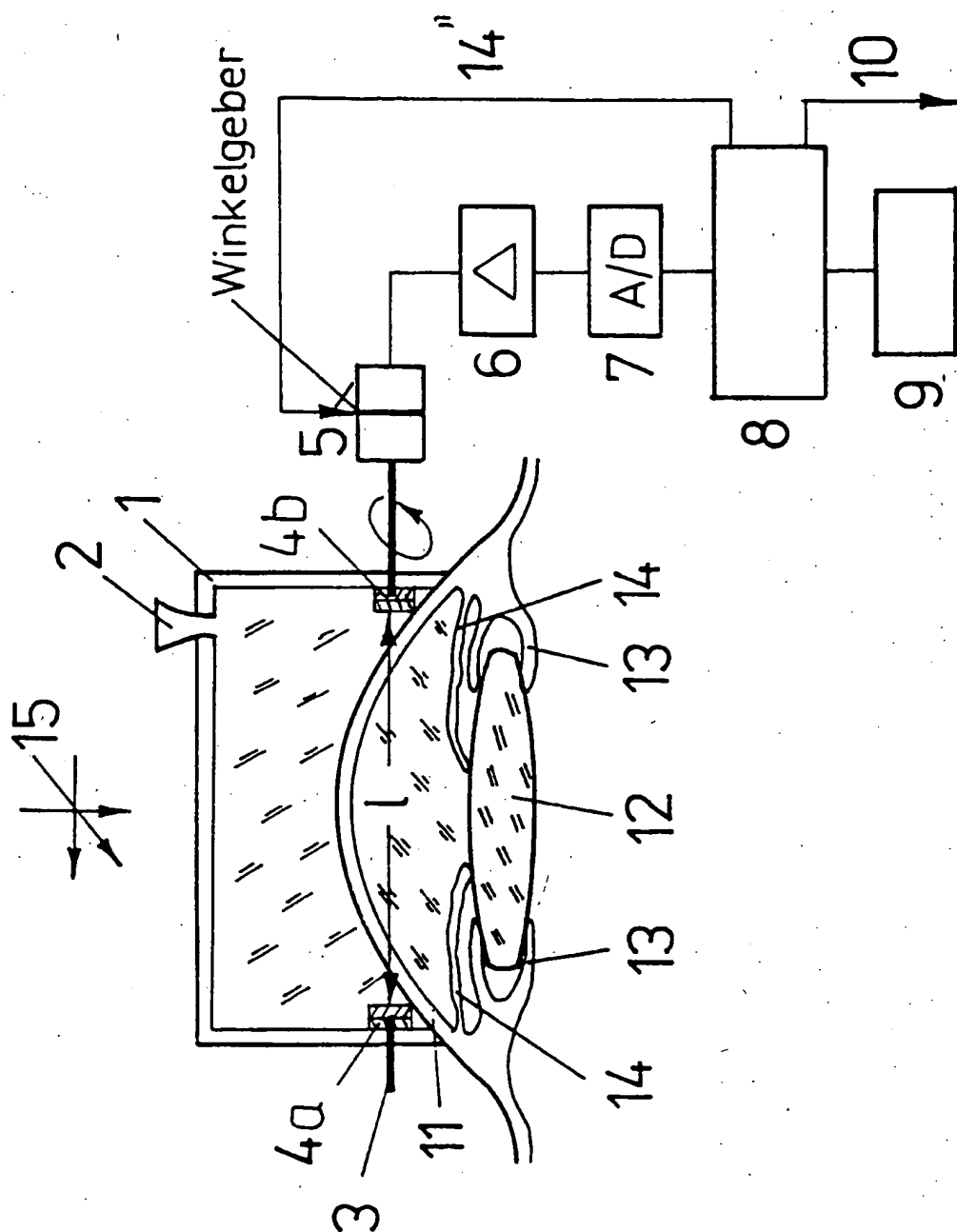


Fig. 2

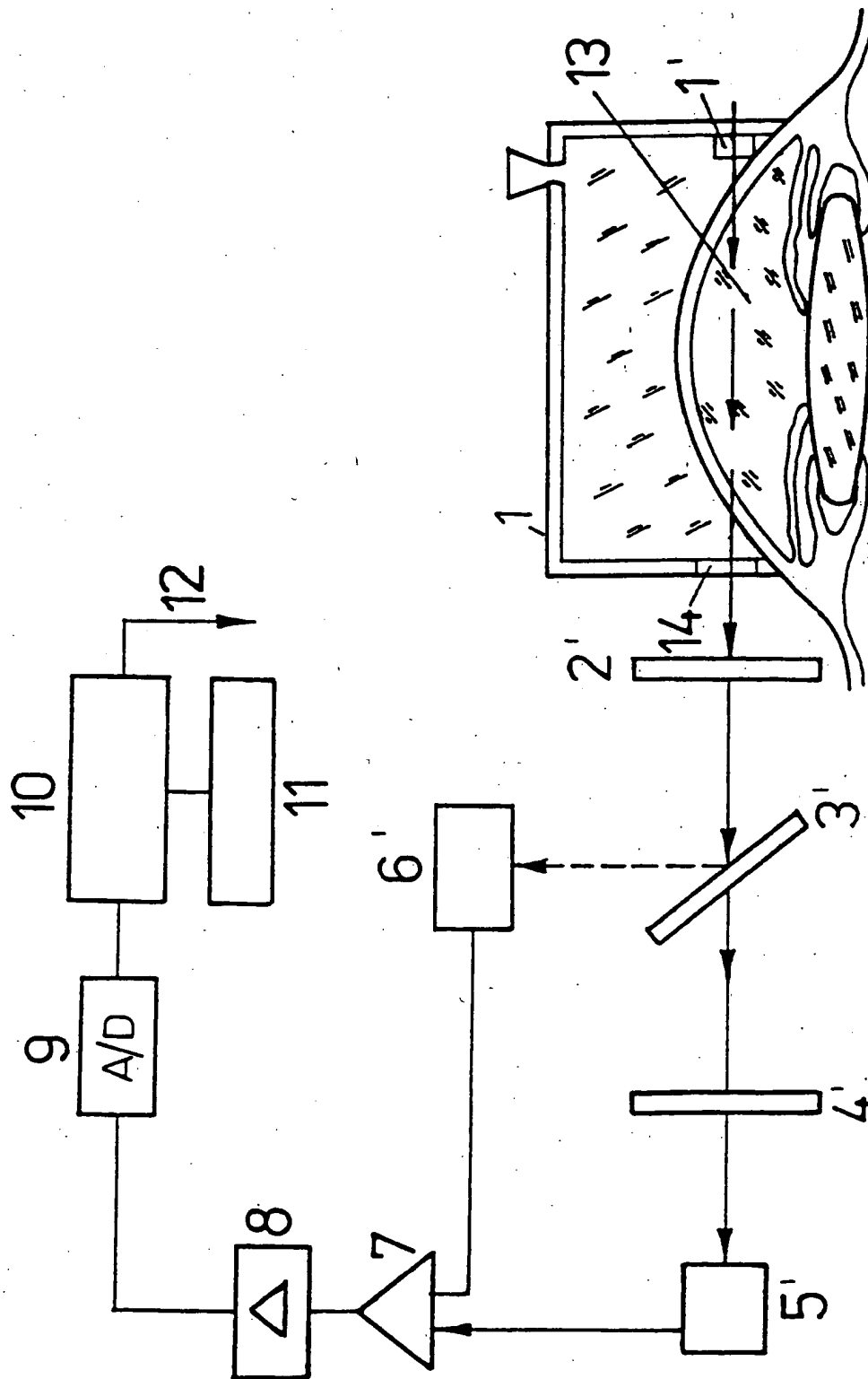


Fig. 3

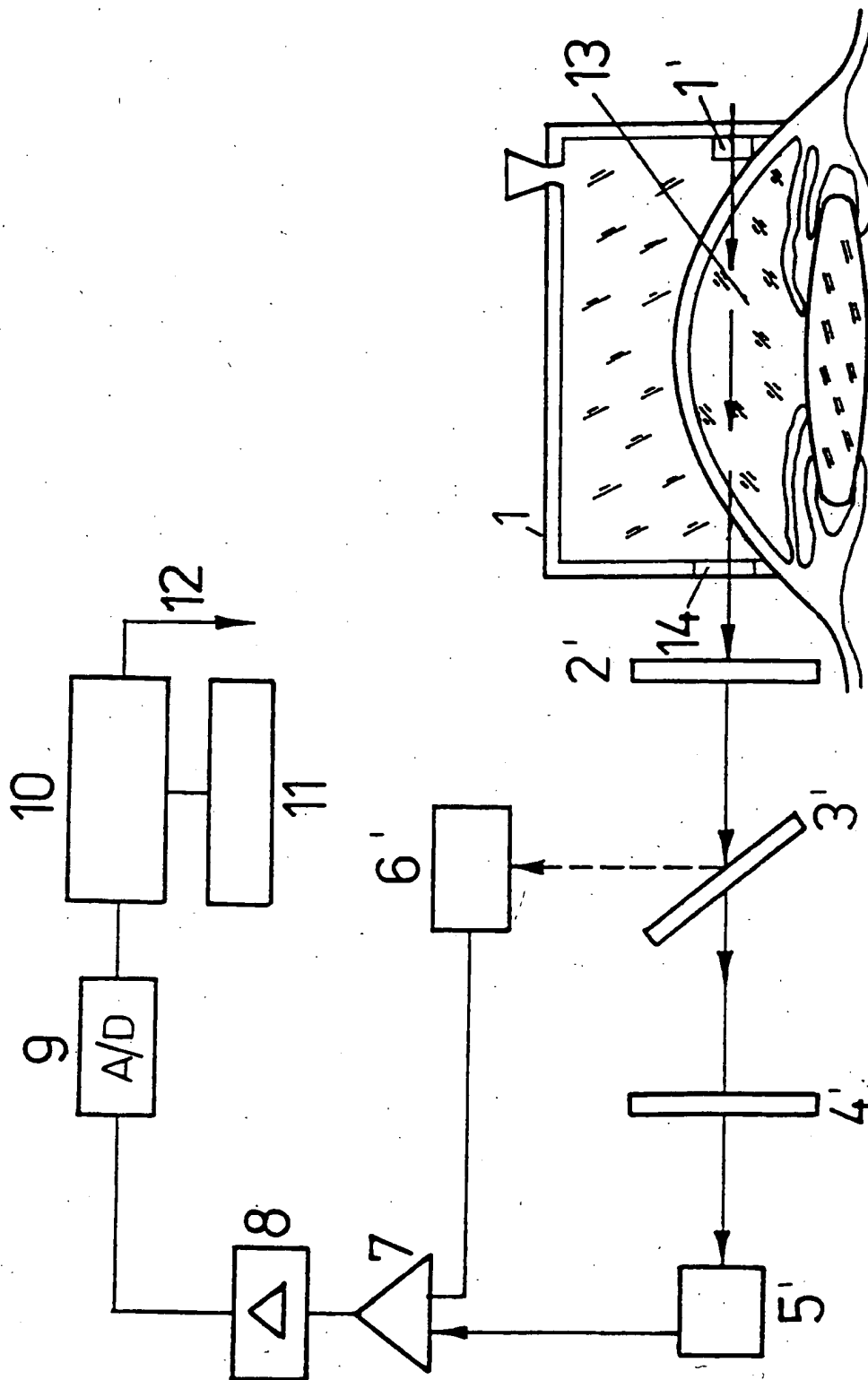


Fig. 3

**This Page is Inserted by IFW Indexing and Scanning
Operations and is not part of the Official Record**

BEST AVAILABLE IMAGES

Defective images within this document are accurate representations of the original documents submitted by the applicant.

Defects in the images include but are not limited to the items checked:

- ☐ **BLACK BORDERS**
- ☐ **IMAGE CUT OFF AT TOP, BOTTOM OR SIDES**
- ☐ **FADED TEXT OR DRAWING**
- ☐ **BLURRED OR ILLEGIBLE TEXT OR DRAWING**
- ☐ **SKEWED/SLANTED IMAGES**
- ☐ **COLOR OR BLACK AND WHITE PHOTOGRAPHS**
- ☐ **GRAY SCALE DOCUMENTS**
- ☒ **LINES OR MARKS ON ORIGINAL DOCUMENT**
- ☐ **REFERENCE(S) OR EXHIBIT(S) SUBMITTED ARE POOR QUALITY**
- ☐ **OTHER:** _____

IMAGES ARE BEST AVAILABLE COPY.

As rescanning these documents will not correct the image problems checked, please do not report these problems to the IFW Image Problem Mailbox.